

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-095635

(43)Date of publication of application : 02.04.2002

(51)Int.Cl.

A61B 1/06

A61B 1/00

G02B 23/24

G02B 23/26

H04N 7/18

(21)Application number : 2001-088256

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 26.03.2001

(72)Inventor : ATONO KAZUHIRO

(30)Priority

Priority number : 2000221312

Priority date : 21.07.2000

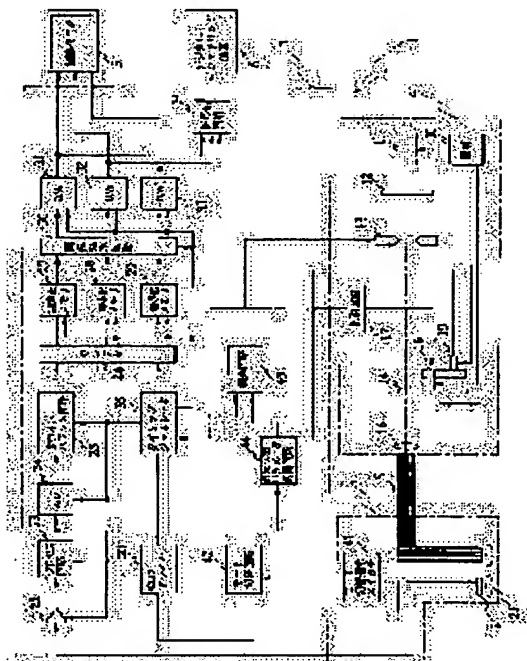
Priority country : JP

## (54) ENDOSCOPE SYSTEM

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To obtain tissue data at a desired depth near a tissue surface of the body.

**SOLUTION:** A light source device 4 is structured by comprising a xenon lamp 11, a heat ray cut filter 12 which shuts off a heat ray in a white light, an aperture device 13 which controls amount of white light passed through the heat ray cut filter 11, a rotational filter 14 which makes surface sequential light from illumination light that is composed of a first filter group arranged in outside diametrical sections and for the purpose of outputting the surface sequential light of an overlapped spectral property suitable for color recreation, and a second filter group arranged in inside diametrical sections and for the purpose of outputting narrow band surface sequential light of a discrete spectral property capable of extracting tissue data of a desired depth layer, a condenser lens 16 which focuses surface sequential light passed through the rotational filter 14 on incidence faces of light guides 15 disposed in an electron endoscope 3, and a control circuit 17 which controls rotation of the rotational filter 14.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

30.05.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-95635

(P2002-95635A)

(43)公開日 平成14年4月2日(2002.4.2)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/06	3 0 0	A 6 1 B 1/06	B 2 H 0 4 0
1/00		1/00	3 0 0 D 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24	23/26	G 0 2 B 23/24	B 5 C 0 5 4
23/26		23/26	B
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 25 頁)

(21)出願番号 特願2001-88256(P2001-88256)

(22)出願日 平成13年3月26日(2001.3.26)

(31)優先権主張番号 特願2000-221312(P2000-221312)

(32)優先日 平成12年7月21日(2000.7.21)

(33)優先権主張国 日本(J P)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06 CA09 GA02

GA05 GA07 GA10 GA12

4C061 GC01 NN01 QQ09 RR02 RR04

RR14 RR18

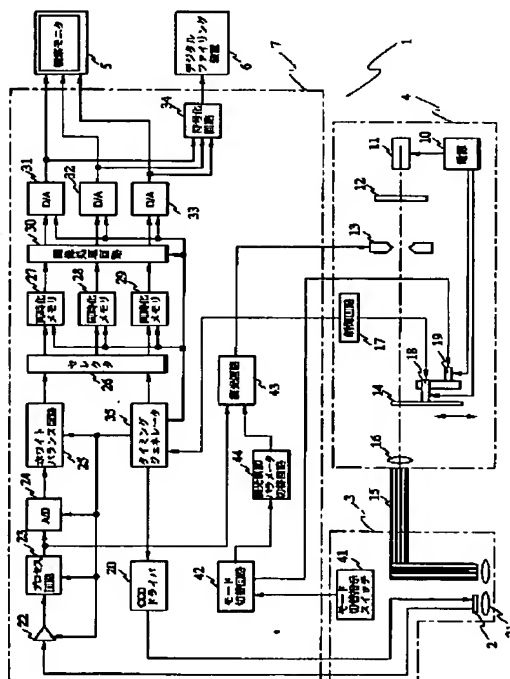
5C054 CA04 CC07 EC01 GB01 HA12

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得る。

【解決手段】 光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞り装置13と、外側の径部分に配置された色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組と内側の径部分に配置された所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組とからなる照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、

前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項2】 前記照明光供給手段は、前記帯域制限手段の制限に応じて、前記照明光の光量を前記波長域毎に制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項3】 可視光領域を含む照明光を発光する照明光発光手段と、前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し離散的な分光分布の光を生成する帯域制限手段を備えたことを特徴とする光源装置。

【請求項4】 前記帯域制限手段の制限に応じて、前記照明光の光量を前記波長域毎に制御する光量制御手段を備えたことを特徴とする請求項3に記載の光源装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織の像を撮像し信号処理する内視鏡装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。この種の内視鏡装置では、光源装置からの照明光を体腔内にライトガイド等を用い導光しその戻り光により被写体を撮像する撮像手段を有する電子内視鏡が用いられ、ビデオプロセッサにより撮像手段からの撮像信号を信号処理することにより観察モニタに内視鏡画像を表示し患部等の観察部位を観察するようになっている。

【0003】内視鏡装置において通常の生体組織観察を行う場合は、光源装置で可視光領域の白色光を発光し、例えばRGB等の回転フィルタを介することで面順次光を被写体に照射し、この面順次光による戻り光をビデオプロセッサで同時化し画像処理することでカラー画像を得たり、内視鏡の撮像手段の撮像面の前面にカラーチップを配し白色光による戻り光をカラーチップにてRGBに分離することで撮像しビデオプロセッサで画像処理することカラー画像を得ている。

【0004】一方、生体組織では、照射される光の波長により光の吸収特性及び散乱特性が異なるため、近年、例えば赤外光を照明光として生体組織に照射し生体組織に深部の組織の観察が可能な赤外光内視鏡装置が種々提案されている。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、生体組織の診断では、組織表面近くの深部組織情報も重要な観察対象となるが、上記の赤外光内視鏡装置では、組織表面よりも深い深部組織情報しか得ることができない。

【0006】また、白色光を回転フィルタによりRGB面順次光として、生体組織に照射すると、その波長域が異なるために、各色の光による撮像信号は、生体組織の組織表面近くの異なる深部組織情報を有しているが、一般にはこのRGB面順次光による内視鏡画像をより自然な色画像とするため、白色光は、各波長域がオーバーラップしたRGB光に分離される。

【0007】すなわち、オーバーラップしたRGB光では、各波長域による光の撮像信号には幅のある深部組織情報が取り込まれるため、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を視認することが難しいといった問題がある。

【0008】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得ることのできる内視鏡装置及び光源装置を提供することを目的としている。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】本発明の内視鏡装置は、可視光領域を含む照明光を供給する照明光供給手段と、前記照明光を被写体に照射し戻り光により前記被写体を撮像する撮像手段を有する内視鏡と、前記撮像手段からの撮像信号を信号処理する信号処理手段とを備えた内視鏡装置において、前記照明光の複数の波長域の少なくとも1つの波長域を制限し前記被写体の離散的な分光分布のバンド像を前記撮像手段に結像させる帯域制限手段を、前記照明光供給手段から前記撮像手段に至る光路上に備えて構成される。

## 【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0011】図1ないし図33は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の回転フィルタの構成を示す構成図、図3は図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図、図4は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図、図5は図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図、図6は図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図、図7は図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図8は図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図、図9は図1の調光回路による調光制御を説明する図、図10は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第1の変形例の分光特性を示す図、図11は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第2の変形例の分光

特性を示す図、図12は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の分光特性を示す図、図13は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の作用を説明する図、図14は図1のキセノンランプの分光分布の第1の例を示す図、図15は図14のキセノンランプの分光分布の際の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図、図16は図14の第2のフィルタ組の第4の変形例による生体組織照明光の分光特性を示す図、図17は図1のキセノンランプの分光分布の第2の例を示す図、図18は図1のCCDの分光感度特性の一例を示す図、図19はキセノンランプの分光分布が第2の例でかつCCDの分光感度特性が図18の時の回転フィルタの第2のフィルタ組の第5の変形例に蒸着する減光フィルタの分光特性を示す図、図20は図19の減光フィルタを蒸着した第2のフィルタ組の第5の変形例の分光特性を示す図、図21は図1の光源装置の第1の変形例の構成を示す構成図、図22は図21の減光回転フィルタの構成を示す構成図、図23は図1の光源装置の第2の変形例の構成を示す構成図、図24は図23の減光フィルタを構成する第1の減光フィルタの減光特性を示す図、図25は図23の減光フィルタを構成する第2の減光フィルタの減光特性を示す図、図26は図23の減光フィルタの減光特性を示す図、図27は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の詳細な分光特性を示す一例を示す図、図28は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第6の変形例の分光特性を示す図、図29は図1のビデオプロセッサの変形例の要部の構成を示す図、図30は図29のビデオプロセッサの作用を説明する第1の図、図31は図29のビデオプロセッサの作用を説明する第2の図、図32は図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第7の変形例を示す図、図33は図32の第2のフィルタ組の第7の変形例の分光特性を示す図である。

【0012】図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入し体腔内組織を撮像する撮像手段としてCCD2を有する電子内視鏡3と、電子内視鏡3に照明光を供給する光源装置4と、電子内視鏡3のCCD2からの撮像信号を信号処理して内視鏡画像を観察モニター5に表示したり内視鏡画像を符号化して圧縮画像として画像ファイリング装置6に出力するビデオプロセッサ7とから構成される。

【0013】光源装置4は、照明光を発光するキセノンランプ11と、白色光の熱線を遮断する熱線カットフィルタ12と、熱線カットフィルタ12を介した白色光の光量を制御する絞装置13と、照明光を面順次光にする回転フィルタ14と、電子内視鏡3内に配設されたライトガイド15の入射面に回転フィルタ14を介した面順次光を集光させる集光レンズ16と、回転フィルタ14の回転を制御する制御回路17とを備えて構成される。

【0014】回転フィルタ14は、図2に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸とした2重構造となっており、外側の径部分には図3に示すような色再現に適したオーバーラップした分光特性の面順次光を出力するための第1のフィルタ組を構成するR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1が配置され、内側の径部分には図4に示すような所望の深層組織情報が抽出可能な離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を出力するための第2のフィルタ組を構成するR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2が配置されている。そして、回転フィルタ14は、図1に示すように、制御回路17により回転フィルタモータ18の駆動制御がなされ回転され、また径方向の移動(回転フィルタ14の光路に垂直な移動であって、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組を選択的に光路上に移動)が後述するビデオプロセッサの7内のモード切替回路42からの制御信号によりモード切替モータ19によって行われる。

【0015】なお、キセノンランプ11、絞り装置13、回転フィルタモータ18及びモード切替モータ19には電源部10より電力が供給される。

【0016】図1に戻り、ビデオプロセッサ7は、CCD2を駆動するCCD駆動回路20と、対物光学系21を介してCCD2により体腔内組織を撮像した撮像信号を増幅するアンプ22と、アンプ22を介した撮像信号に対して相関2重サンプリング及びノイズ除去等を行うプロセス回路23と、プロセス回路23を経た撮像信号をデジタル信号の画像データに変換するA/D変換器24と、A/D変換器24からの画像データにホワイトバランス処理を施すホワイトバランス回路25と、回転フィルタ14による面順次光を同時化するためのセレクタ26及び同時化メモリ27、28、29と、同時化メモリ27、28、29に格納された面順次光の各画像データを読み出しガンマ補正処理、輪郭強調処理、色処理等を行う画像処理回路30と、画像処理回路30からの画像データをアナログ信号に変換するD/A回路31、32、33と、D/A回路31、32、33の出力を符号化する符号化回路34と、光源装置4の制御回路17からの回転フィルタ14の回転に同期した同期信号を入力し各種タイミング信号を上記各回路に出力するタイミングジェネレータ35とを備えて構成される。

【0017】また、電子内視鏡2には、モード切替スイッチ41が設けられており、このモード切替スイッチ41の出力がビデオプロセッサ7内のモード切替回路42に出力されるようになっている。ビデオプロセッサ7のモード切替回路42は、制御信号を調光回路43、調光制御パラメータ切替回路44及び光源装置4のモード切替モータ19に出力するようになっている。調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パ

ラメータを調光回路43に出力し、調光回路43はモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき光源装置4の絞り装置13を制御し適正な明るさ制御を行うようになっている。

【0018】次に、このように構成された本実施の形態の内視鏡装置の作用について説明する。

【0019】図5に示すように、体腔内組織51は、例えば深さ方向に異なった血管等の吸収体分布構造を持つ場合が多い。粘膜表面付近には主に毛細血管52が多く分布し、またこの層より深い中層には毛細血管の他に毛細血管より太い血管53が分布し、さらに深層にはさらに太い血管54が分布するようになる。

【0020】一方、光は体腔内組織51に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存しており、可視域を含む照明光は、図6に示すように、青(B)色のような波長が短い光の場合、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表面付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。また、青(B)色光より波長が長い、緑(G)色光の場合、青(B)色光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受け、表面から出た光が観測される。さらにまた、緑(G)色光より波長が長い、赤(R)色光は、さらに深い範囲まで光が到達する。

【0021】通常観察時には、照明光の光路上に回転フィルタ14の第1のフィルタ組であるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1に位置するようにビデオプロセッサの7内のモード切替回路が制御信号によりモード切替モータ19を制御する。

【0022】体腔内組織51の通常観察時におけるR1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1は、図3に示したように各波長域がオーバーラップさせるために、B1フィルタ14b1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(a)に示すような浅層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G1フィルタ14g1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7(b)に示すような中層での組織情報を多く含む浅層及び中層組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR1フィルタ14r1によるCCD4で撮像される撮像信号には図7

(c)に示すような深層での組織情報を多く含む中層及び深層組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0023】そしてビデオプロセッサ7により、これらRGB撮像信号を同時化して信号処理することで、内視鏡画像としては所望あるいは自然な色再現の内視鏡画像を得ることが可能となる。

【0024】一方、電子内視鏡3のモード切替スイッチ41が押されると、その信号がビデオプロセッサ7のモード切替回路42に入力される。モード切替回路42

は、光源装置4のモード切替モータ19に制御信号を出力することで、通常観察時に光路上にあった回転フィルタ14の第1のフィルタ組を移動させ第2のフィルタ組を光路上に配置するように回転フィルタ14を光路に対して駆動する。

【0025】第2のフィルタ組による体腔内組織51の狭帯域光観察時におけるR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2は、照明光を図4に示したように離散的な分光特性の狭帯域な面順次光とするために、B2フィルタ14b2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(a)に示すような浅層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、また、G2フィルタ14g2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(b)に示すような中層での組織情報を有するバンド画像が撮像され、さらにR2フィルタ14r2によるCCD4で撮像される撮像信号には図8(c)に示すような深層での組織情報を有するバンド画像が撮像される。

【0026】この時、図3及び図4から明らかなように、第1のフィルタ組による透過光量に対して第2のフィルタ組による透過光量は、その帯域が狭くなるため減少するため、調光制御パラメータ切替回路44は、回転フィルタ14の第1のフィルタ組あるいは第2のフィルタ組に応じた調光制御パラメータを調光回路43に出力することで、調光回路43は絞り装置13を制御し、図9に示すように、ビデオプロセッサ7の図示しない設定パネルでの設定値Lxに応じた通常観察時の絞り装置13による例えばニアな絞り制御線61に対して、狭帯域光観察時には絞り装置13を制御して設定値Lxに応じた絞り制御曲線62により光量Mxを制御する。

【0027】具体的には、第1のフィルタ組から第2のフィルタ組に変更したことに連動して、光量設定値Lxに対応する絞りレベル値が図9に示すようにMx1からMx2に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御され、フィルタが狭帯域化することにより照明光量が減少することを補償するように動作する。

【0028】これにより狭帯域光観察時においても十分な明るさの画像データが得られる。

【0029】このように本実施の形態では、体腔内組織51の通常観察時に、必要に応じてモード切替スイッチ41を押下することで、回転フィルタ14の第1のフィルタ組から第2のフィルタ組に切り替えて狭帯域光観察に移行でき、この狭帯域光観察においては回転フィルタ14の第2のフィルタ組により、体腔内組織51のそれぞれの層の組織情報を分離した状態で撮像信号として得ることができ、また絞り装置13を制御することで適切な光量の撮像信号を得ることができるので、診断に重要な体腔内組織51の各層の組織情報を層レベルで分離して確実に視認が可能となり、体腔内組織51の状態をより正確に診断できる。

【0030】なお、第2のフィルタ組は、照明光の分光

特性を図4に示すようなフィルタ組(R2フィルタ14 r2, G2フィルタ14 g2, B2フィルタ14 b2)としたが、これに限らず、第2のフィルタ組の第1の変形例として、照明光を例えば図10に示すような離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を生じさせるフィルタ組としても良い。この第1の変形例のフィルタ組では、GフィルタとRフィルタは第1のフィルタ組のGフィルタとRフィルタと同様とし、Bフィルタのみを狭帯域化している。これは特に、生体組織表面近くの毛細血管構造等に注目し、その他のバンド画像は従来の画像と同じでよい場合に好適である。

【0031】また、フィルタ特性は可視光域に限定されず、第2のフィルタ組の第2の変形例として、照明光を例えば図11に示すような離散的な分光特性の狭帯域な面順次光を生じさせるフィルタ組としても良い。この第2の変形例のフィルタ組は、生体表面の凹凸と極深層付近の吸収体を観察するために、Bを近紫外域に設定し、Rを近赤外域に設定することで、通常観察では得られない画像情報を得るのに好適である。

【0032】さらに、第2のフィルタ組の第3の変形例として、図12に示すようにGフィルタの代わりに、B2a、B2bと短波長域で近接する2つのフィルタを備えたフィルタ組としても良い。これは、この付近の波長帯域が生体の極表層付近までしか深達しないことを利用して、吸収特性より散乱特性の微妙な差を映像化するのに好適である。すなわち、図13に示すように、生体の吸収特性が、B2a、B2bの中心波長ではほぼ等しくなるよう、散乱特性が大きく変わるような位置でフィルタを構成すると表層付近散乱特性を画像化にするのに好適である。医学上は、早期ガンなど粘膜表層付近の細胞配列の乱れを伴う疾患の識別診断に利用することが想定される。

【0033】また、一般にキセノンランプ等は紫外光を遮断するように製造されていることが多い。図14に照明光源の分光分布の例を示す。そのため、第2のフィルタ組のB領域では、短波長側を図15のように透過域として開放特性にしても、光源の分光特性との組み合わせでは図16に示すような特性となり、結果として狭帯域照明光特性を実現することができる。また、光学フィルタを製作する場合、通常は多層干渉膜フィルタの蒸着による場合が多く、その製造方法ではその分光透過率特性を狭帯域化するのに、何層もの膜を蒸着せねばならず、そのためコスト増やフィルタの厚みが増すという問題があるが、このようにランプ特性を利用して、片側を開放特性とすることで、製造コスト、及び厚みを薄くすることができる。

【0034】また、光源の分光分布が図17に示すような場合、またCCDの分光感度特性が図18に示すような場合、回転フィルタ14の第1のフィルタ組から第2のフィルタ組に切替えることに連動し、狭帯域化による光

量減を補償するために明るめに調光が設定され、その結果B2バンド画像は適切だが、G2バンド画像、R2バンド画像は飽和気味になることが考えられる。あるいは図1のホワイトバランス回路25でホワイトバランスが調整され、その結果として、第2のフィルタ組、光源装置、CCD感度特性によって明るさレベルの低いB2バンド画像が過度に増幅され、そしてSNの悪い画像が観察されることになる。

【0035】したがって、光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御することが必要になる。

【0036】そこで、フィルタ以外のシステム分光感度特性、及び調光特性を考慮して、第2のフィルタ組の第5の変形例として、適切な明るさの画像を得るための図19に示すような減光特性a、bを有する減光フィルタを回転フィルタ14のR2フィルタ14 r2, G2フィルタ14 g2に蒸着あるいは接着して構成しても良い。その結果、図20に示すような特性を有する狭帯域のフィルタ組をえることができる。このように、帯域特性だけでなく、その透過率特性も適切に設定することができ、各バンドで最適な明るさの画像を観察することができる。

【0037】光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御する方法としては、上記のごとく減光フィルタを回転フィルタ14のR2フィルタ14 r2, G2フィルタ14 g2に蒸着あるいは接着する以外に、図21に示すように、光源装置4の第1の変形例を回転フィルタ14と別体に光路上に減光回転フィルタ61を設けて構成しても良い。この減光回転フィルタ61は、図22に示すように、回転フィルタ14と同様な2重構造となっており(図2参照)、回転フィルタ14のR1フィルタ14 r1, G1フィルタ14 g1, B1フィルタ14 b1, B2フィルタ14 b2に対応する各部は透過部となっており、R2フィルタ14 r2, G2フィルタ14 g2に対応する部分のみそれぞれの帯域光を減光する減光フィルタ62, 63となっている。そして、減光回転フィルタ61は回転フィルタ14と同様に制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ64により回転駆動されると共に、モード切替回路42からの制御信号に基づいてモード切替モータ65により径方向が光路に対して垂直に移動可能で、その駆動タイミングは回転フィルタ14と同期して行われる。

【0038】また、光源分光分布特性、CCD分光感度特性など、システム分光感度に影響を与える要素の分光分布を考慮して、帯域特性だけでなくピーク透過率特性も制御する方法としては、上記のごとく減光回転フィルタ61を設けた光源装置ではなく、図23に示すよう



に、光源装置4の第2の変形例を複数のフィルタを組み  
 合わせ所望の帯域透過率を有する減光フィルタ71をモ  
 ード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移  
 動モータ72により光路に対して挿入及び抜去可能で、  
 その駆動は回転フィルタ14の第1のフィルタ時には抜  
 去され第2のフィルタ時には挿入して行われる。この減  
 光フィルタ71は、例えば図24に示す減光特性を有す  
 る第1の減光フィルタと図25に示す減光特性を有する  
 第2の減光フィルタとを組み合わせることにより図26  
 のような減光特性を持たせることで、帯域特性だけでな  
 くピーク透過率特性も制御することを可能としている。

【0039】なお、上記R2フィルタ14r2、G2フィ  
 ルタ14g2、B2フィルタ14b2の具体的な分光特性  
 の一例としては、図27に示すように、R2フィルタ1  
 4r2は波長帯域が600nmを含み半値幅20~40  
 nmのバンドパス特性を有し、G2フィルタ14g2は波  
 長帯域が540nmを含み半値幅20~40nmのバン  
 ドパス特性を有し、さらにB2フィルタ14b2は波長帯  
 域が420nmを含み半値幅20~40nmのバンドパ  
 ス特性を有する。

【0040】図27に示したような分光特性にすると、  
 可視光域における血液の吸収が大きい帯域である420  
 nmを含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、  
 粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現で  
 きる上、生体粘膜中の吸収体の深さ方向の分布を異なる  
 色で再現することができ、血管像等の吸収体の深さ方向  
 の相対位置を概観することが可能となる。

【0041】また、上記R2フィルタ14r2、G2フィ  
 ルタ14g2、B2フィルタ14b2の変形例として、図  
 28に示すような分光特性のG'フィルタ14g'、  
 G''フィルタ14g''、B2フィルタ14b2としてもよ  
 く、この場合のG'フィルタ14g'は波長帯域が55  
 0nmを含み半値幅20~40nmのバンドパス特性を  
 有し、G''フィルタ14g''は波長帯域が500nmを  
 含み半値幅20~40nmのバンドパス特性を有し、さ  
 らにB2フィルタ14b2は波長帯域が420nmを含み  
 半値幅20~40nmのバンドパス特性を有する。

【0042】図28に示したような分光特性にすると、  
 可視光域における血液の吸収が大きい帯域である420  
 nmを含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、  
 粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現で  
 きる上、隣接する波長帯域として500nm付近のバン  
 ドパス光を備えることで、粘膜表面の構造に特化した画  
 像再現が実現できる。

【0043】なお、第1のフィルタ組から第2のフィル  
 タ組に変更したことに連動して、光量設定値Lxに対応  
 する絞りレベル値が図9に示したようにMx1からMx2  
 に変更になり、その結果、絞りが開放される方向に制御  
 され、フィルタが狭帯域化することにより照明光量が減  
 少することを補償するように動作するとしたが、露光時

10

間を延長して照射光量を上げてよい。

【0044】ただし、被写体となる生体は必ずしも静止  
 しているわけではなく蠕動や拍動を伴うため、画像観察  
 中にフリーズ動作を行うと、画像がCCDへの露光中に  
 動くことになり、このような露光時間の延長による照射  
 光量の増加では、画像のぶれが大きくなるといった問題  
 が生じる。

【0045】そこで、ビデオプロセッサ7の変形例とし  
 て、図29に示すように、常に数フレーム分の画像を記  
 録するプリフリーズ用のメモリ200、201、202  
 を同時化メモリ27、28、29の後段に設けると共  
 に、同時化メモリ27、28、29の出力信号とセレクト  
 タ26の入力信号によりフィールド間で画像データを比  
 較し動きを検出する動き検出回路210を設ける。

【0046】このように構成することで、電子内視鏡3  
 に設けられたモード切替指示スイッチ41が押下され  
 ると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ35  
 を制御し光源装置4の制御回路17により露光時間を  
 通常観察時の2倍（回転フィルタ14の第2のフィルタ  
 組での回転速度を第1フィルタ組での回転速度の半分）  
 とするように回転フィルタ14の回転を制御する。

【0047】また、電子内視鏡3に設けられたフリーズ  
 スwitch205が押下された場合は、例えば通常観察時  
 では図30のタイミングで、また狭帯域観察時には図3  
 1のタイミングで、動き検出回路210によりフィール  
 ド間での画像データを比較して動きを検出し、メモリ2  
 00、201、202に記録する画像データの更新を制  
 御する。

30

【0048】具体的には、図30の通常観察時を例に説  
 明すると、例えば動き検出回路210により同時化メモ  
 リ27に記憶された1フィールド期間の画像データR0  
 とセレクトタ26に入力される1フィールド期間の画像デ  
 ータG0を比較し（第1の比較）、さらに同時化メモリ  
 28に記憶された1フィールド期間の画像データG0と  
 セレクトタ26に入力される1フィールド期間の画像デー  
 タB0を比較し（第2の比較）、共に動きがないと判断  
 すると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ  
 35を制御し、次のフィールド期間（図中の\*期間）で  
 メモリ200、201、202に同時化メモリ27、2  
 8、29に記憶されている画像データR0、G0、B0を  
 書き込む。

40

【0049】また、動き検出回路210により上記第2  
 の比較した結果、動きがないと判断された後、同時化メ  
 モリ29に記憶された1フィールド期間の画像データB  
 0とセレクトタ26に入力される1フィールド期間の画像  
 データR1を比較し（第3の比較）し、第3の比較の結  
 果においても動きがないと判断されると、モード切替回  
 路42がタイミングジェネレータ35を制御し、次のフ  
 ィールド期間（図中の☆期間）でメモリ200、20  
 1、202が更新され、同時化メモリ27、28、29

50

に記憶されている画像データR1, G0, B0が上書きされるなお、第3の比較の結果、動きがあると判断されると、上記の☆期間では、更新されず、メモリ200、201、202には上記の＊期間で記録されたデータが保持される。

【0050】このようにしてメモリ200、201、202の更新が順次、次段のフィールドでなされる。なお、狭帯域観察時も露光時間が2倍となるだけで、図31に示すように、メモリ200、201、202に対して同様な更新がなされる。

【0051】そして、電子内視鏡3に設けられたフリーズスイッチ205が押下されると、モード切替回路42がタイミングジェネレータ35を制御し、同時化メモリ27、28、29からの読み出しを停止し、メモリ200、201、202から読み出した画像データを画像処理回路30に出力する。

【0052】ただし、メモリ200、201、202に画像データがない場合、またはモード切替指示スイッチ41が押下され回転フィルタ14の第2のフィルタ組に切り替えられた直後は、動き検出回路210により動きが検出されるまでは、フリーズスイッチ205が押下されても、同時化メモリ27、28、29からの読み出しを継続し、動きが検出されて始めて同時化メモリ27、28、29からの読み出しを停止する。

【0053】図29のようにメモリ200、201、202及び動き検出回路210を設けることで、狭帯域観察時に露光時間を延長した際に、フリーズをかけても、画像のぶれを最小限に抑えた画像を得ることができる。

【0054】ところで、一般的に励起光による生体組織の蛍光画像は、粘膜表面の微細な構造を反映しないが、可視光では発見し難い病変の存在を明らかにする。一方、毛細血管構築像など粘膜表面の微細構造は、病変の鑑別診断などに重要な情報となることが知られている。そこで、この2つの情報を組み合わせて画像として表示することで、診断能を向上させるようにしてもよい。

【0055】具体的には、R2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2のかわりに、図32に示すように、励起光用のFフィルタ14fと、G2フィルタ14g2及びB2フィルタ14b2により回転フィルタの第2のフィルタ組を構成する。ここで、励起光用のFフィルタ14fの分光特性は、図33に示すような特性となっている。

【0056】Fフィルタ14fによる狭帯域の励起光を生体組織に照射すると、図33に示すような波長の蛍光が生体組織より発光される。従って、上記の実施の形態の如く広帯域特性を持つ色再現特性を重視した通常観察と、蛍光と狭帯域光を重ねた画像による高機能観察を切り替えて適用することが可能となる。

【0057】このように蛍光観察による可視光では発見が困難な病変の観察と、狭帯域光による粘膜表面の詳細

な観察とが行えるので、診断能を向上させることができる。

【0058】図34ないし図36は本発明の第2の実施の形態に係わり、図34は内視鏡装置の構成を示す構成図、図35は図34の回転フィルタの構成を示す構成図、図36は図34のカラーチップの分光特性を示す図である。

【0059】第2の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0060】図34に示すように、本実施の形態の電子内視鏡3ではCCD2の前面にカラーチップ81を配置しカラーCCD2aを構成して、通常観察時において同時式の内視鏡装置1を構成している。カラーCCD2aからのカラー撮像信号はA/D変換器24でカラー画像データに変換された後、色分離回路82で色分離された後、ホワイトバランス回路25に入力され、セレクタ26を介してメモリ83、84、85に格納された後、画像処理回路30で補間処理等がなされた後所望の画像処理がなされるようになっている。

【0061】光源装置4の回転フィルタ86は、図35に示すように、第1の実施の形態の第2のフィルタ組と同様な分光特性であるR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2からなり、制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ18により回転駆動され、電子内視鏡3に設けられたモード切替スイッチ41の指示信号を受けたモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ87により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【0062】このように構成された本実施の形態では、通常観察時には回転フィルタ86は光路上より抜去され、白色光が生体組織に照射される。そして、この白色光による生体組織像がカラーCCD2aにより撮像される。このときCCD2の前面にカラーチップ81の分光特性を図36に示す。

【0063】一方、狭帯域光観察時には、回転フィルタ86は光路上に挿入され、R2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2による面順次光が生体組織に照射される。そして、この面順次光による生体組織像がカラーCCD2aにより撮像される。

【0064】したがって、狭帯域光観察時にはR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2による離散的な狭帯域分光特性を有した面順光が生体組織に照射されるので、本実施の形態でも第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0065】図37ないし図46は本発明の第3の実施の形態に係わり、図37は内視鏡装置の構成を示す構成図、図38は図37の帯域制限フィルタのバンドパス特性を示す図、図39は図38の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図、図40



は図37の帯域制限フィルタの第1の変形例のバンドパス特性を示す図、図41は図40の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図、図42は図37の帯域制限フィルタの第2の変形例のバンドパス特性を示す図、図43は図37のキセノンランプの分光特性の一例を示す図、図44はキセノンランプの分光特性が図43の際の図37の帯域制限フィルタの第3の変形例のバンドパス特性を示す図、図45は図37の光源装置の変形例の構成を示す構成図、図46は図45の減光回転フィルタの構成を示す図である。

【0066】第3の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0067】本実施の形態の光源装置4は、図37に示すように、R1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1が配置された回転フィルタ91と、透過光の帯域を制限する図38に示すような多峰性のバンドパス特性(R2バンド、G2バンド、B2バンド)を有する帯域制限フィルタ92とを備え、回転フィルタ91は制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ18により回転駆動され、帯域制限フィルタ92はモード切替スイッチ41の指示信号を受けたモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ87により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【0068】このように構成された本実施の形態では、帯域制限フィルタ92が光路に挿入されることで、回転フィルタ91を透過した面順次光は、図39に示すように、離散的な狭帯域の面順次光となり、この狭帯域の面順次光が生体組織に照射されるので、本実施の形態でも第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0069】なお、本実施の形態では、帯域制限フィルタ92は図38に示したようにRGB3つのバンドでの狭帯域特性を有するように構成したが、これに限らず、生体表面構造だけの観察能を向上させたいという場合には、3つのバンドすべてを狭帯域化する必要なく、Bバンドのみを狭帯域にすればよいので、図40に示すように、変形的な多峰性のバンドパス特性を有する帯域制限フィルタを用いても良く、このような帯域制限フィルタをRGBの回転フィルタ91と組み合わせることにより、図41に示すようなBバンドのみ狭帯域特性をもつ面順次光を生体組織に照射できる。

【0070】Bバンドのみ狭帯域特性を持たせるために、帯域制限フィルタ92を図42に示すようにRGB光をB'のみの光とするような帯域制限フィルタとしてもよく、このB'のみの狭帯域特性の具体例としては、長帯域が420nmを含み半値幅20~40nmのバンドパス特性を有する。

【0071】図42に示したような分光特性にすると、可視光域における血液の吸収が大きい帯域である420

nmを含む狭帯域特性を持つ照明光で観察することで、粘膜表面上の毛細血管構築の高いコントラストで再現できる。

【0072】また、図43に示すようにキセノンランプの分光特性が短波長域で減衰している特性など有する場合等、回転フィルタ91の短波長域側の遮断特性を利用できる場合には、図44に示すように、短波長側がバンドパス特性ではなく開放特性を有するに示すように帯域制限フィルタを用いても良い。

【0073】また、ランプが短波長域でエネルギーが低下することと、さらにCCD分光感度特性がこの領域で感度低下することを考慮すると、ホワイトバランス等の色調整処理を行った結果、B2バンド画像はゲインが過度に増大され、非常にノイズの多い画像となる。

【0074】そこで、光源装置の変形例として、図45に示すように、光路上に減光回転フィルタ95を抜去可能に挿入することで、ランプ、CCD等のフィルタ以外の分光特性を考慮してホワイトバランスを取ったあとも、各バンド画像が適切なSN特性を有するように、光源側で各バンドの光量を調整する。

【0075】すなわち、図46に示すように、減光回転フィルタ95を回転フィルタ91のB1フィルタ14b1に対応する各部は透過部とし、R1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1に対応する部分をそれぞれの帯域光を減光する減光フィルタとして構成する。そして、減光回転フィルタ95は回転フィルタ91と同様に制御回路17の制御信号に基づいて回転フィルタモータ96により回転駆動されると共に、モード切替回路42からの制御信号に基づいてモード切替モータ97により径方向が光路に対して垂直に移動可能で、その駆動タイミングは回転フィルタ91と同期して行われる。

【0076】図47ないし図50は本発明の第4の実施の形態に係わり、図47は内視鏡装置の構成を示す構成図、図48は図47の通常観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図、図49は図47の電源部による各バンドの照明タイミングとそのときの光量制御タイミングを示す図、図50は図47の電源部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図である。

【0077】第4の実施の形態は、第3の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0078】本実施の形態の光源装置は、図47に示すように、電源部10が調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧を可変できるようにしている。

【0079】ランプの特性を考慮して、実際の光源装置から照射される光の分光分布は図48のようになる。ランプが短波長域でエネルギーが低下することと、さらにCCD分光感度特性がこの領域で感度低下することを考慮

すると、ホワイトバランス等の色調整処理を行った結果、B2バンド画像はゲインが過度に増大され、非常にノイズの多い画像となる。

【0080】そこで、本実施の形態では、ランプ、CCD等のフィルタ以外の分光特性を考慮してホワイトバランスを取ったあとも、各バンド画像が適切なSN特性を有するように、光源側で各バンドの光量を調整する。なお、帯域制限フィルタ92では、図44に示した分光特性を有するとする。

【0081】図49に各バンドの照明タイミングと、そのときの光量制御タイミングを示す。帯域制限フィルタ92が光路上に挿入されていない通常観察時には、図49(a)に示す照明タイミングに対して、電源部10は調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御し図49(b)に示すような光量制御を行う。なお、遮光期間に光量を低下させるのは、ランプから発生する熱を軽減するためである。

【0082】一方、帯域制限フィルタ92が光路上に挿入されている狭帯域光観察時には、図49(c)に示す照明タイミングに対して、電源部10は調光回路43からの制御信号を受けキセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御し図49(d)に示すような光量制御を行う。

【0083】このように本実施の形態では、第3の実施の形態の効果に加え、キセノンランプ11の駆動電圧の電圧レベルを制御しない場合の光源から照射される光の分光分布(図48参照)が、図50に示すような分光特性となり、各バンド画像が適切なSN特性を有する光量制御が実現できる。

【0084】図51は本発明の第5の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0085】第5の実施の形態は、第3の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0086】図51に示すように、本実施の形態の電子内視鏡3ではCCD2の前面にカラーチップ101を配置しカラーCCD2aを構成して、同時式の内視鏡装置1を構成している。カラーCCD2aからのカラー撮像信号はA/D変換器24でカラー画像データに変換された後、色分離回路102で色分離された後、ホワイトバランス回路25に入力され、セレクタ26を介してメモリ103に格納された後、画像処理回路30で補間処理等がなされた後所望の画像処理がなされるようになっている。

【0087】光源装置4は、多峰性のバンドパス特性(図38、図40、図44参照)を有する帯域制限フィルタ92とを備え、帯域制限フィルタ92はモード切替スイッチ41の指示信号を受けたモード切替回路42からの制御信号に基づいてフィルタ移動モータ87により光路に対して挿入及び抜去されるようになっている。

【0088】このように構成された本実施の形態では、帯域制限フィルタ92が光路に挿入されることで、カラーチップ101を介したCCD2で撮像される像の分光特性は離散的な狭帯域バンド像(図39参照)となり、この狭帯域バンド像を画像処理することにより、本実施の形態でも第3の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0089】図52は本発明の第6の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0090】第6の実施の形態は、第5の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0091】本実施の形態では、図52に示すように、通常観察用の光源装置111の他に狭帯域観察用の光源装置112を別体に設けている。

【0092】光源装置111は、照明光発光手段としてキセノンランプ11を有し、キセノンランプ11からの白色光は絞り装置13を介してカラーCCD2aを備えた電子内視鏡3のライトガイド15の入射面に入射されるようになっている。

【0093】また、光源装置112は、照明光発光手段として超高圧水銀ランプ113を備え、超高圧水銀ランプ113からの光は絞り装置13で調光され、帯域制限フィルタ92を介して電子内視鏡3の処置具チャンネル(図示せず)に挿通される照明ブロープ114の入射面に入射されるようになっている。

【0094】ここで、光源装置111、112のそれぞれの絞り装置13は、調光回路43によりモード切替回路42からの制御信号及び調光制御パラメータ切替回路44からの調光制御パラメータに基づき制御されるようになっている。

【0095】本実施の形態では、通常観察時には、光源装置111の絞り装置13が明るめに設定されると共に、光源装置112の絞り装置13が暗めに設定あるいは遮断される。

【0096】また、狭帯域光観察時には、光源装置112の絞り装置13が明るめに設定されると共に、光源装置111の絞り装置13が暗めに設定あるいは遮断される。

【0097】このようにそれぞれの絞り装置13を設定することで、狭帯域光観察時には照明ブロープ114の出射面から狭帯域光が照射されるので、本実施の形態でも第5の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0098】図53ないし図57は本発明の第7の実施の形態に係わり、図53は内視鏡装置の構成を示す構成図、図54は図53のキセノンランプの分光分布の一例を示す図、図55は図53の超高圧水銀ランプの分光分布の一例を示す図、図56は図53の光混合部の構成を示す構成図、図57は図56の光混合部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布の一例を示す図。

す図である。

【0099】第7の実施の形態は、第3の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0100】本実施の形態の光源装置3では、図53に示すように、2つのランプ、図54に示すような比較的ブロードな分光分布を有するキセノンランプ11と、キセノンランプ11の光路と直交した光路上に設けられた図55に示すような複数の輝線スペクトルを有する超高圧水銀ランプ113とを備え、このキセノンランプ11と超高圧水銀ランプ113からのそれぞれの光を混合する光混合部121を有して構成される。そして、光混合部121で混合された光は絞り装置13及び回転フィルタ91を介して電子内視鏡3に供給される。

【0101】光混合部121は、図56に示すように、キセノンランプ11からの光の光量を調整する絞り122と、超高圧水銀ランプ113からの光量を調整する絞り123と、絞り122及び絞り123を介した光を合成し絞り装置13及び回転フィルタ91の光路上に出力するハーフミラー124と、モード切替回路42からの制御信号に基づき絞り122及び絞り123を制御する絞り制御回路125とから構成される。

【0102】狭帯域観察時は、絞り制御回路125によりキセノンランプ11前面の絞り122を閉じ、超高圧水銀ランプ113前面の絞り123を開放することで、光混合部121から出射される照明光は超高圧水銀ランプ113と同等の分光特性を持つ光となる。そしてこの光をR1G1B1の回転フィルタ91を透過させることで、図57に示すようなRGBの狭帯域面順次光を生体組織に照射する。

【0103】一方、通常観察時には、絞り制御回路125により超高圧水銀ランプ113前面の絞り122を閉じ、キセノンランプ11前面の絞り123を開放することで、自然な色再現を可能とするRGBの面順次光を生体組織に照射する。

【0104】このように本実施の形態でも第3の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0105】なお、キセノンランプ11及び超高圧水銀ランプ113の中間的な照明光を得るときは、両ランプ前面の絞りの開放率を調整することで、両ランプ特性が絞りの開放比率に応じた割合で混合され、両ランプとは異なる分光特性を有する照明光を得ることができる。

【0106】また、モード切替に応じて、調光制御パラメータが調光テーブルを変更するなどして、調光回路43の動作を変更し、照明光分光分布が変化したことでの照明光量の変化を補償する。その結果、粘膜表面構造を詳細に観察するなど、その目的に応じた照明光分光分布に切り替える場合でも、常に適切な明るさの映像を観察することができる。

【0107】図58は本発明の第8の実施の形態に係る

内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0108】第8の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0109】本実施の形態は、図58に示すように、狭帯域面順次光を電子内視鏡3に供給する専用の狭帯域用光源装置131と、電子内視鏡3で撮像された狭帯域面順次光を処理する専用の狭帯域用ビデオプロセッサ132とを有する、狭帯域観察内視鏡装置である。

【0110】光源装置131に設けられた狭帯域回転フィルタ133は、狭帯域RGB面順次光を生成するためにR2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2（図4参照）からなる。

【0111】このように本実施の形態でも狭帯域面順次光による狭帯域観察が可能となる。

【0112】また、狭帯域回転フィルタ133を有する狭帯域用光源装置131が狭帯域用ビデオプロセッサ132に接続されると、狭帯域用光源装置131の制御回路17から狭帯域用光源装置131の照明光分光特性の種別に関する情報が識別信号として調光制御パラメータ切替回路44に出力される。調光制御パラメータ切替回路44には、予め識別信号と制御パラメータの対応は対応表の形式で記録されており、この対応表に基づいて適切な制御信号が調光回路43に出力され、その結果、照明光分光特性に応じた調光制御が可能となる。

【0113】図59及び図60は本発明の第9の実施の形態に係わり、図59は内視鏡装置の構成を示す構成図、図60は図59の電子内視鏡の先端に装着可能な帯域制限フィルタを有するアダプタを示す図である。

【0114】第9の実施の形態は、第1の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0115】本実施の形態は、図59に示すように、通常観察用の電子内視鏡151、通常観察用の面順次光を電子内視鏡151に供給する光源装置152及び電子内視鏡151からの撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ153とからなる内視鏡装置154と、この内視鏡装置154とは別体に狭帯域光観察用内視鏡装置155を備えて構成される。ここで、光源装置152は、キセノンランプ11及び絞り装置13と、R1フィルタ14r1、G1フィルタ14g1、B1フィルタ14b1が配置された回転フィルタ91とを有している。

【0116】狭帯域光観察用内視鏡装置155は、電子内視鏡151の処置具チャンネルに挿通される細径電子内視鏡156、狭帯域面順次光を細径電子内視鏡156に供給する光源装置157及び細径電子内視鏡156からの撮像信号を信号処理するビデオプロセッサ158とから構成される。光源装置152は、超高圧水銀ランプ113及び絞り装置13と、R2フィルタ14r2、G2フィルタ14g2、B2フィルタ14b2が配置された回

転フィルタ160とを有している。

【0117】通常観察時は内視鏡装置154を用いて行い、狭帯域光観察時は狭帯域光観察用内視鏡装置155を用いて行う。

【0118】本実施の形態でも第1の実施の形態と同様な効果を得ることができる。

【0119】なお、狭帯域光観察用内視鏡装置155は、通常の内視鏡を接続することができる。

【0120】また、上記電子内視鏡151の先端に、図58に示すような帯域制限フィルタ170を有するアダプタ171を装着しても良い。これにより内視鏡装置154を用いても狭帯域光観察を行うことができる。

【0121】なお、図60では対物光学系21の前面に帯域制限フィルタ170を貼ったアダプタ171を装着した例であるが、照明レンズ172前面に帯域制限フィルタ170を装着するようにしても良い。

【0122】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、生体組織の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図2】図1の回転フィルタの構成を示す構成図

【図3】図2の回転フィルタの第1のフィルタ組の分光特性を示す図

【図4】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の分光特性を示す図

【図5】図1の内視鏡装置により観察する生体組織の層方向構造を示す図

【図6】図1の内視鏡装置からの照明光の生体組織の層方向への到達状態を説明する図

【図7】図3の第1のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図

【図8】図4の第2のフィルタ組を透過した面順次光による各バンド画像を示す図

【図9】図1の調光回路による調光制御を説明する図

【図10】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第1の変形例の分光特性を示す図、

【図11】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第2の変形例の分光特性を示す図

【図12】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第3の変形例の分光特性を示す図

【図13】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図

【図14】図1のキセノンランプの分光分布の第1の例を示す図

【図15】図14のキセノンランプの分光分布の際の回転フィルタの第2のフィルタ組の第4の変形例の分光特性を示す図

【図16】図14の第2のフィルタ組の第4の変形例による生体組織照明光の分光特性を示す図

【図17】図1のキセノンランプの分光分布の第2の例を示す図

【図18】図1のCCDの分光感度特性の一例を示す図

【図19】キセノンランプの分光分布が第2の例でかつCCDの分光感度特性が図18の時の回転フィルタの第2のフィルタ組の第5の変形例に蒸着する減光フィルタの分光特性を示す図

【図20】図19の減光フィルタを蒸着した第2のフィルタ組の第5の変形例の分光特性を示す図

【図21】図1の光源装置の第1の変形例の構成を示す構成図

【図22】図21の減光回転フィルタの構成を示す構成図

【図23】図1の光源装置の第2の変形例の構成を示す構成図

【図24】図23の減光フィルタを構成する第1の減光フィルタの減光特性を示す図

【図25】図23の減光フィルタを構成する第2の減光フィルタの減光特性を示す図

【図26】図23の減光フィルタの減光特性を示す図

【図27】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の詳細な分光特性を示す一例を示す図

【図28】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第6の変形例の分光特性を示す図

【図29】図1のビデオプロセッサの変形例の要部の構成を示す図

【図30】図29のビデオプロセッサの作用を説明する第1の図

【図31】図29のビデオプロセッサの作用を説明する第2の図

【図32】図2の回転フィルタの第2のフィルタ組の第7の変形例を示す図

【図33】図32の第2のフィルタ組の第7の変形例の分光特性を示す図

【図34】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図35】図34の回転フィルタの構成を示す構成図

【図36】図34のカラーチップの分光特性を示す図

【図37】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図38】図37の帯域制限フィルタのバンドパス特性を示す図

【図39】図38の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図

【図40】図37の帯域制限フィルタの第1の変形例のバンドパス特性を示す図

【図41】図40の帯域制限フィルタによる離散的な狭帯域の面順次光の分光特性を示す図

【図42】図37の帯域制限フィルタの第2の変形例のバンドパス特性を示す図

【図43】図37のキセノンランプの分光特性の一例を示す

【図44】キセノンランプの分光特性が図43の際の図37の帯域制限フィルタの第3の変形例のバンドパス特性を示す図

【図45】図37の光源装置の変形例の構成を示す構成図

【図46】図45の減光回転フィルタの構成を示す図 10

【図47】本発明の第4の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図48】図47の通常観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図

【図49】図47の電源部による各バンドの照明タイミングとそのときの光量制御タイミングを示す図

【図50】図47の電源部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図

【図51】本発明の第5の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図 20

【図52】本発明の第6の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図53】本発明の第7の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図54】図53のキセノンランプの分光分布の一例を示す図

【図55】図53の超高圧水銀ランプの分光分布の一例を示す図

【図56】図53の光混合部の構成を示す構成図

【図57】図56の光混合部による狭帯域観察時の光源装置から照射される光の分光分布を一例を示す図 30

【図58】本発明の第8の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図59】本発明の第9の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

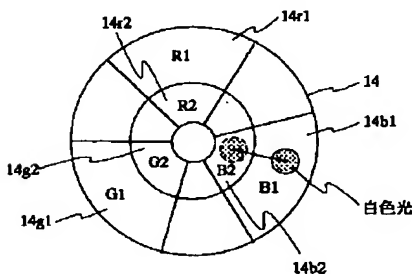
【図60】図59の電子内視鏡の先端に装着可能な帯域\*

\*制限フィルタを有するアダプタを示す図

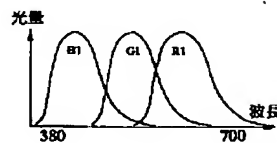
【符号の説明】

- 1…内視鏡装置
- 2…CCD
- 3…電子内視鏡
- 4…光源装置
- 5…観察モニタ
- 6…画像ファイリング装置
- 7…ビデオプロセッサ
- 10…電源部
- 11…キセノンランプ
- 12…熱線カットフィルタ
- 13…絞り装置
- 14…回転フィルタ
- 15…ライトガイド
- 16…集光レンズ
- 17…制御回路
- 18…回転フィルタモータ
- 19…モード切替モータ 19
- 20…CCD駆動回路
- 21…対物光学系
- 22…アンプ
- 23…プロセス回路
- 24…A/D変換器
- 25…ホワイトバランス回路
- 26…セレクト
- 27、28、29…同時化メモリ
- 30…画像処理回路
- 31、32、33…D/A回路
- 34…符号化回路
- 35…タイミングジェネレータ
- 41…モード切替スイッチ
- 42…モード切替回路
- 43…調光回路
- 44…調光制御パラメータ切替回路

【図2】



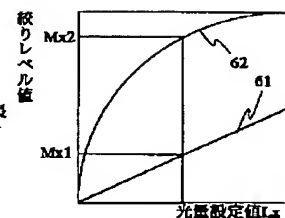
【図3】



【図4】



【図9】



【図15】



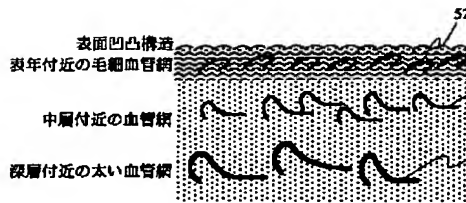
【図16】



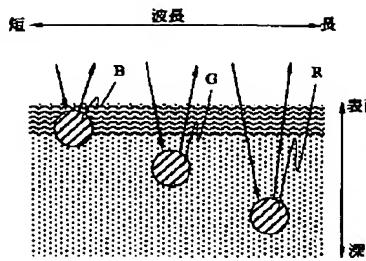




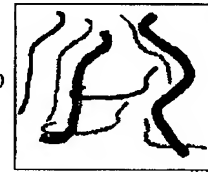
【図5】



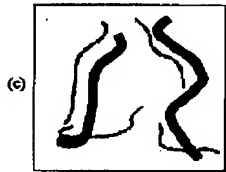
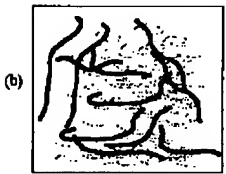
【図6】



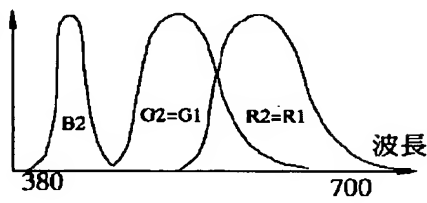
【図7】



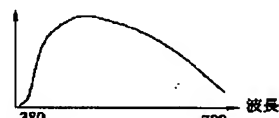
【図8】



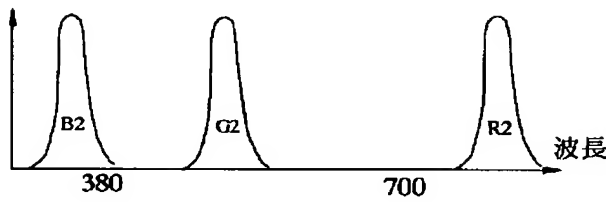
【図10】



【図14】



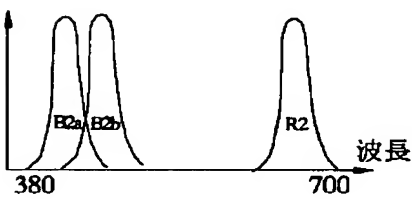
【図11】



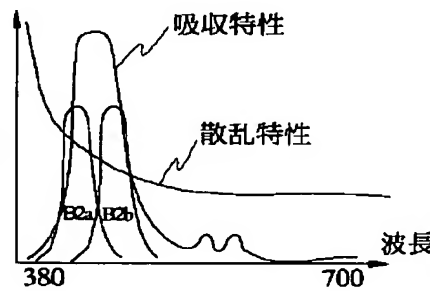
【図18】



【図12】



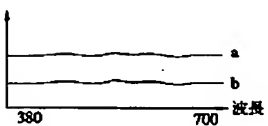
【図13】



【図17】



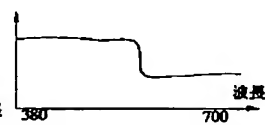
【図19】



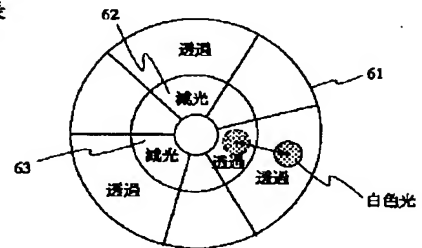
【図20】



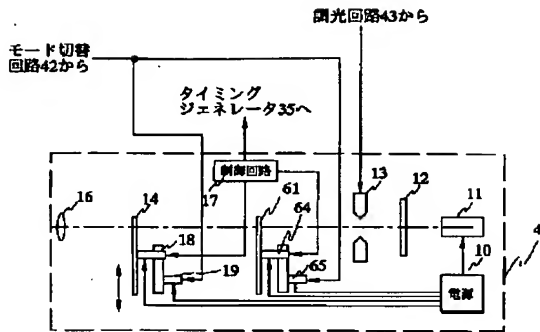
【図24】



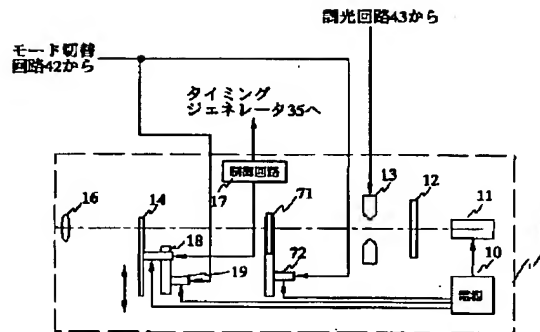
【図22】



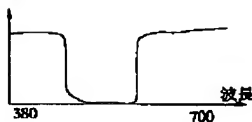
【図21】



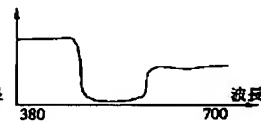
【図23】



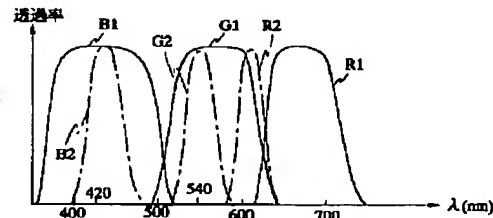
【図25】



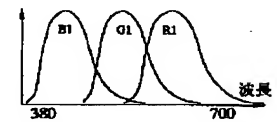
【図26】



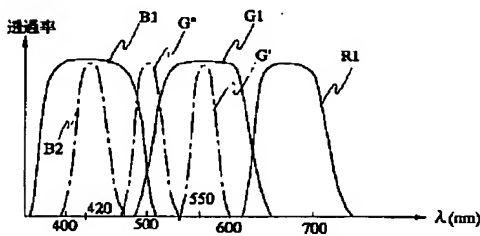
【図27】



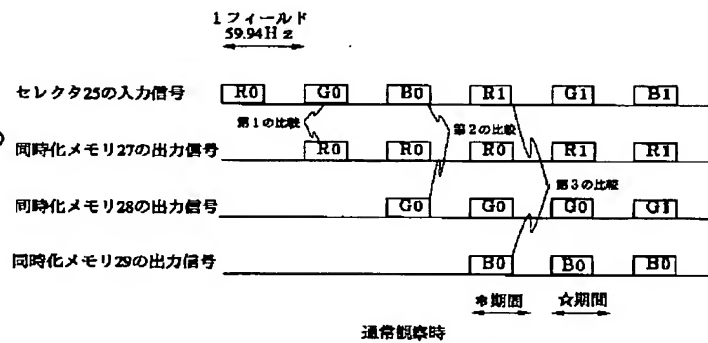
【図36】



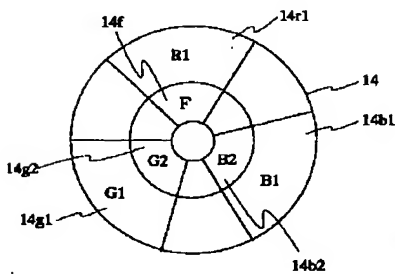
【図28】



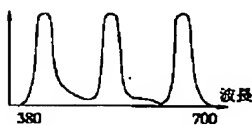
【図30】



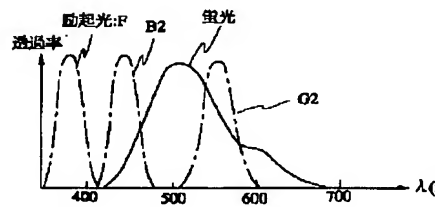
【図32】



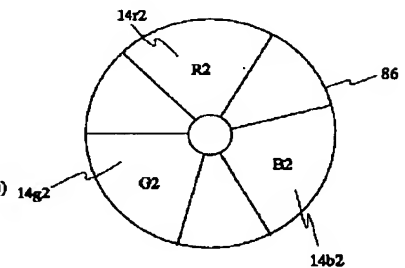
【図38】



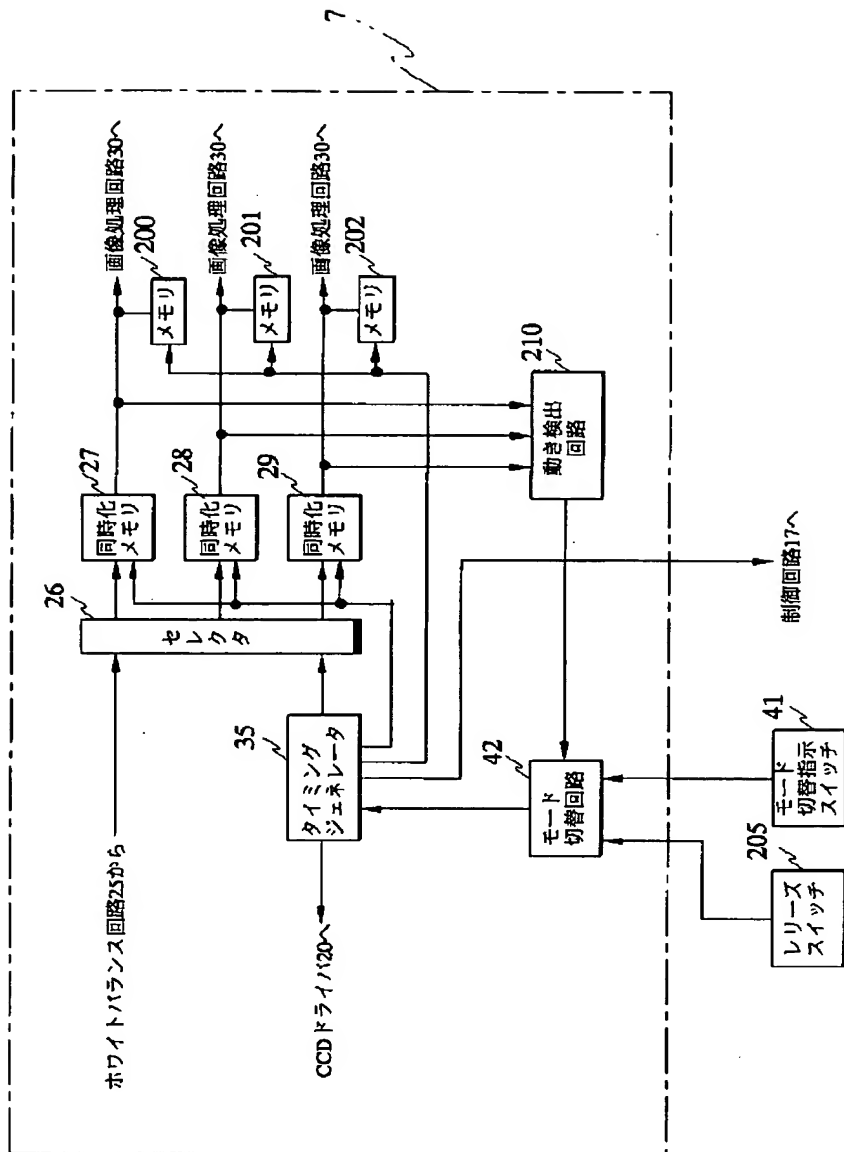
【図33】



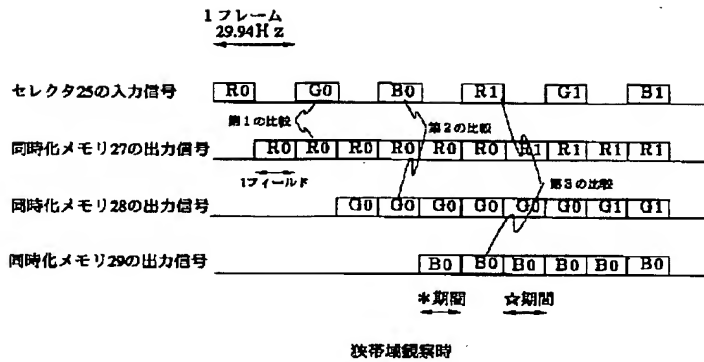
【図35】



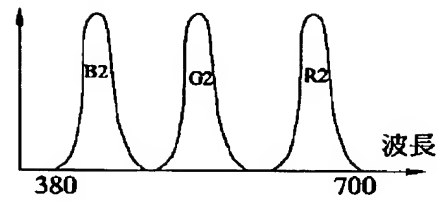
【図29】



【図31】



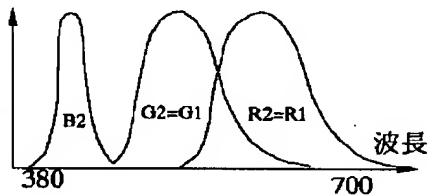
【図39】



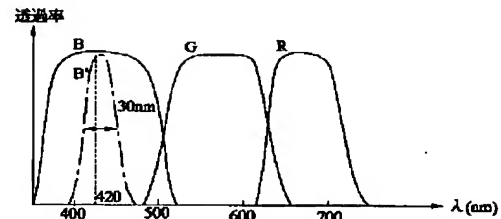
【図40】



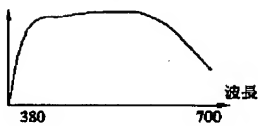
【図41】



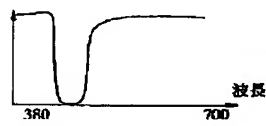
【図42】



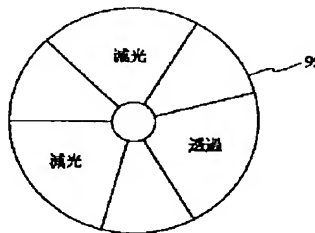
【図43】



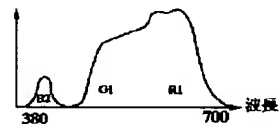
【図44】



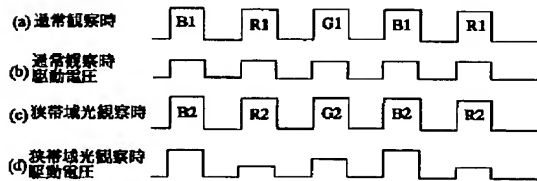
【図46】



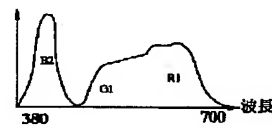
【図48】



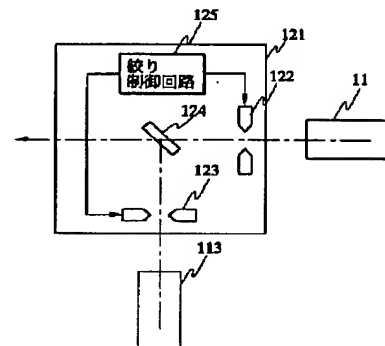
【図49】



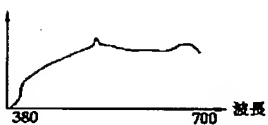
【図50】



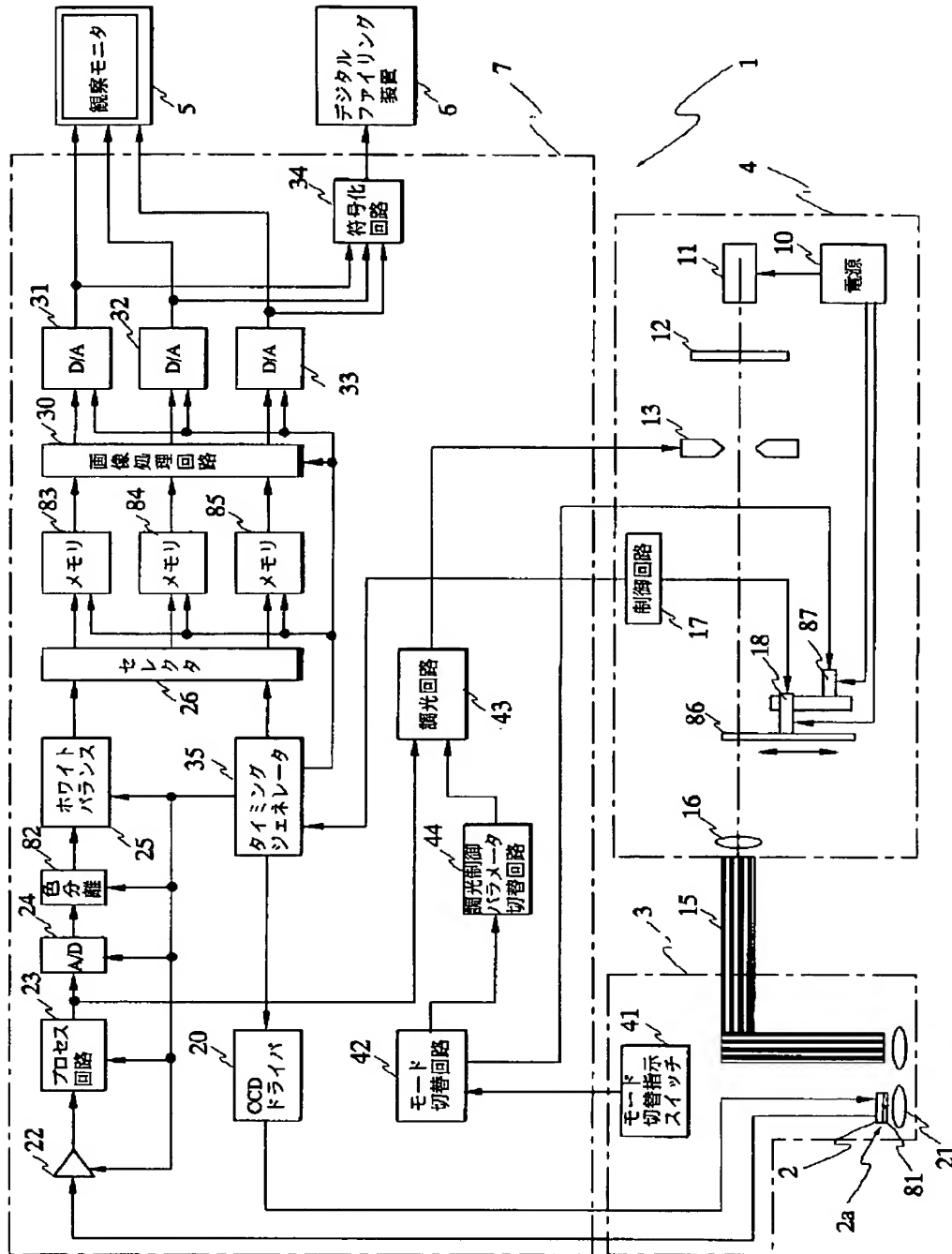
【図54】



【図55】



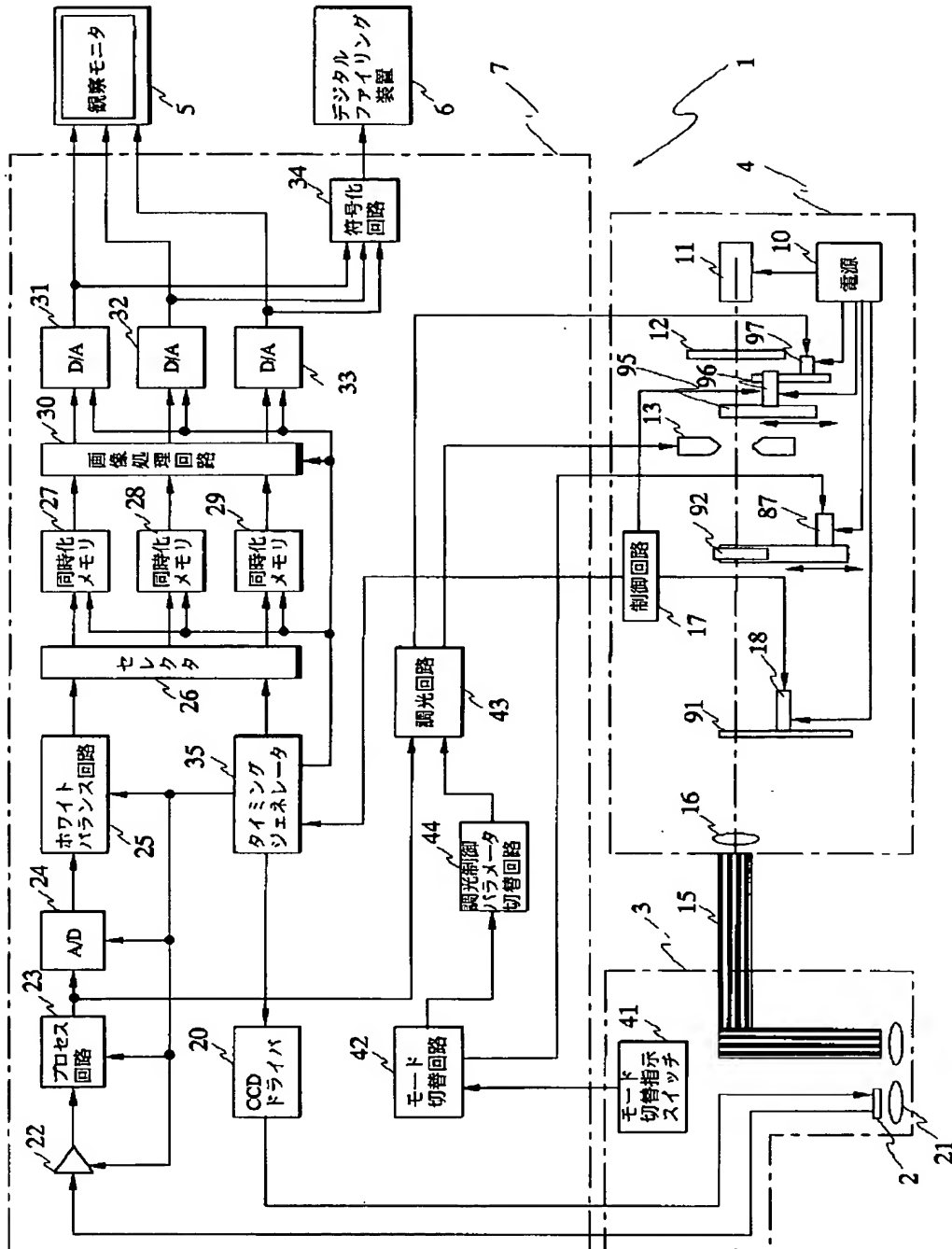
【図34】



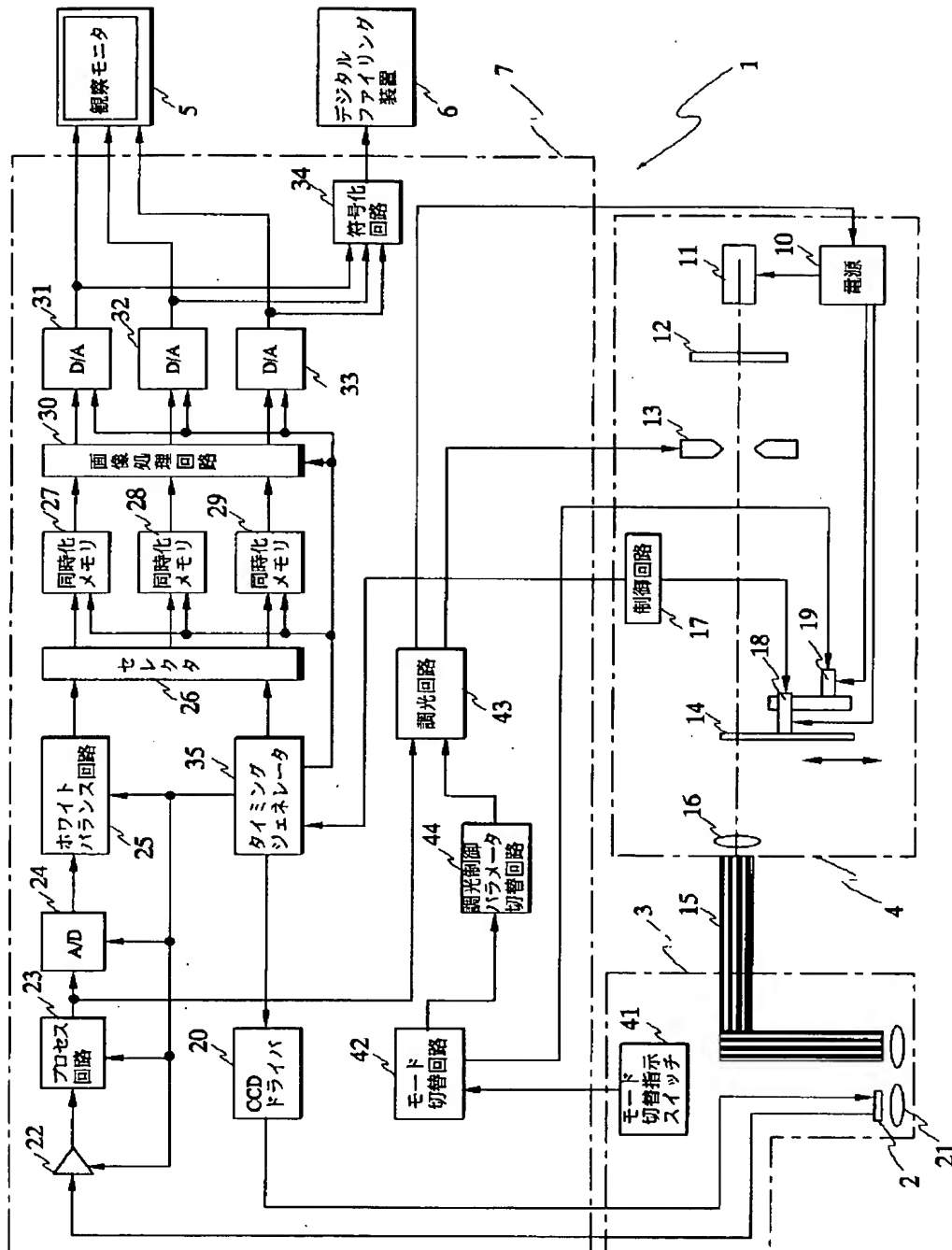




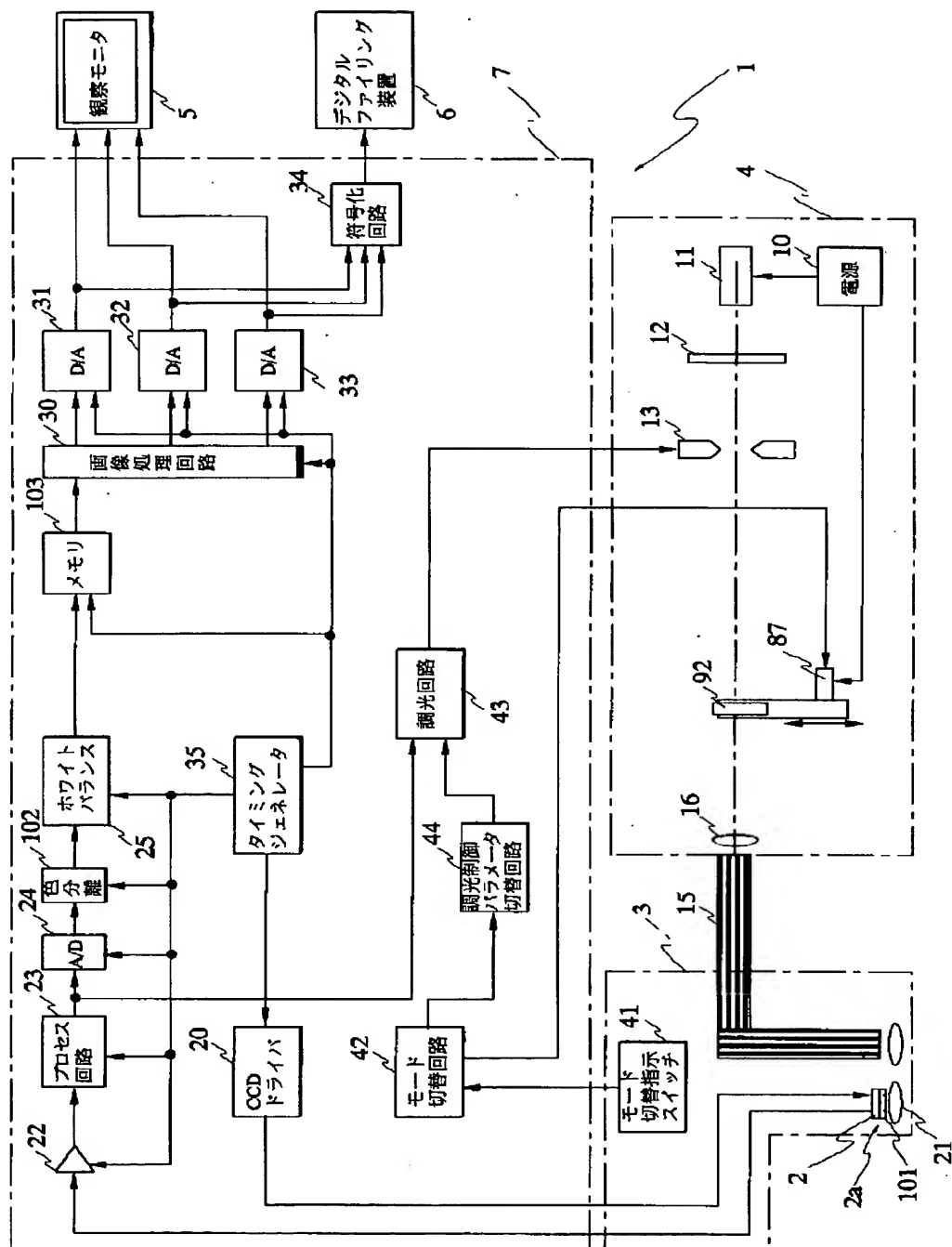
【図45】



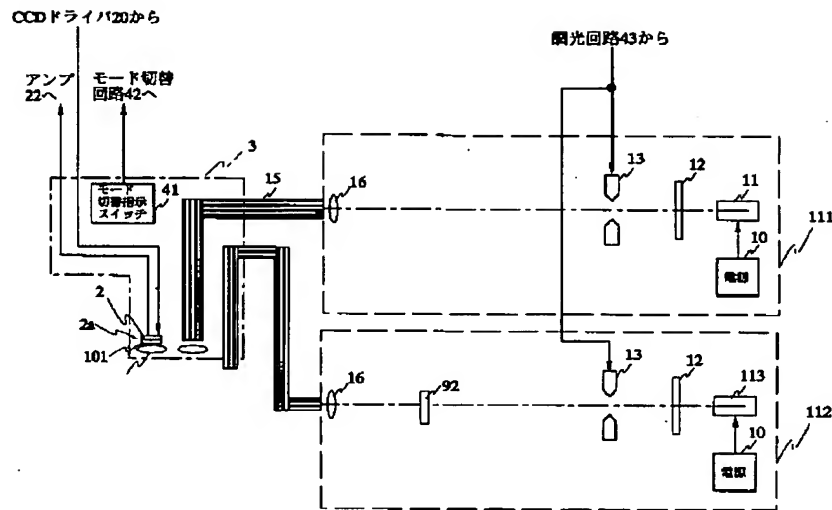
【図47】



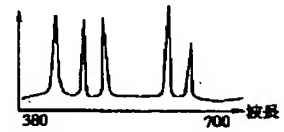
【圖 5 1】



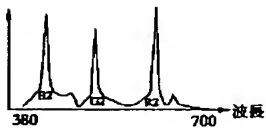
【図52】



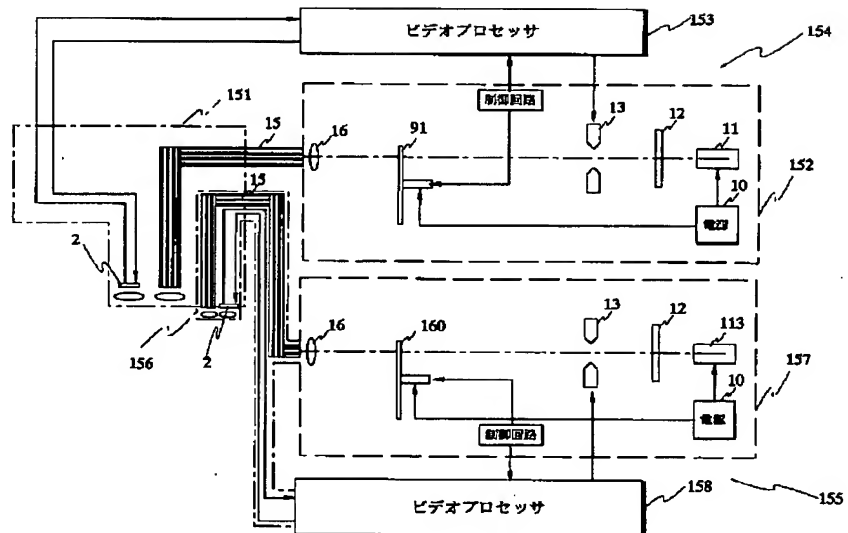
【図56】



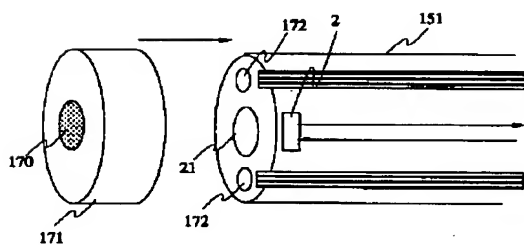
【図57】



【図59】

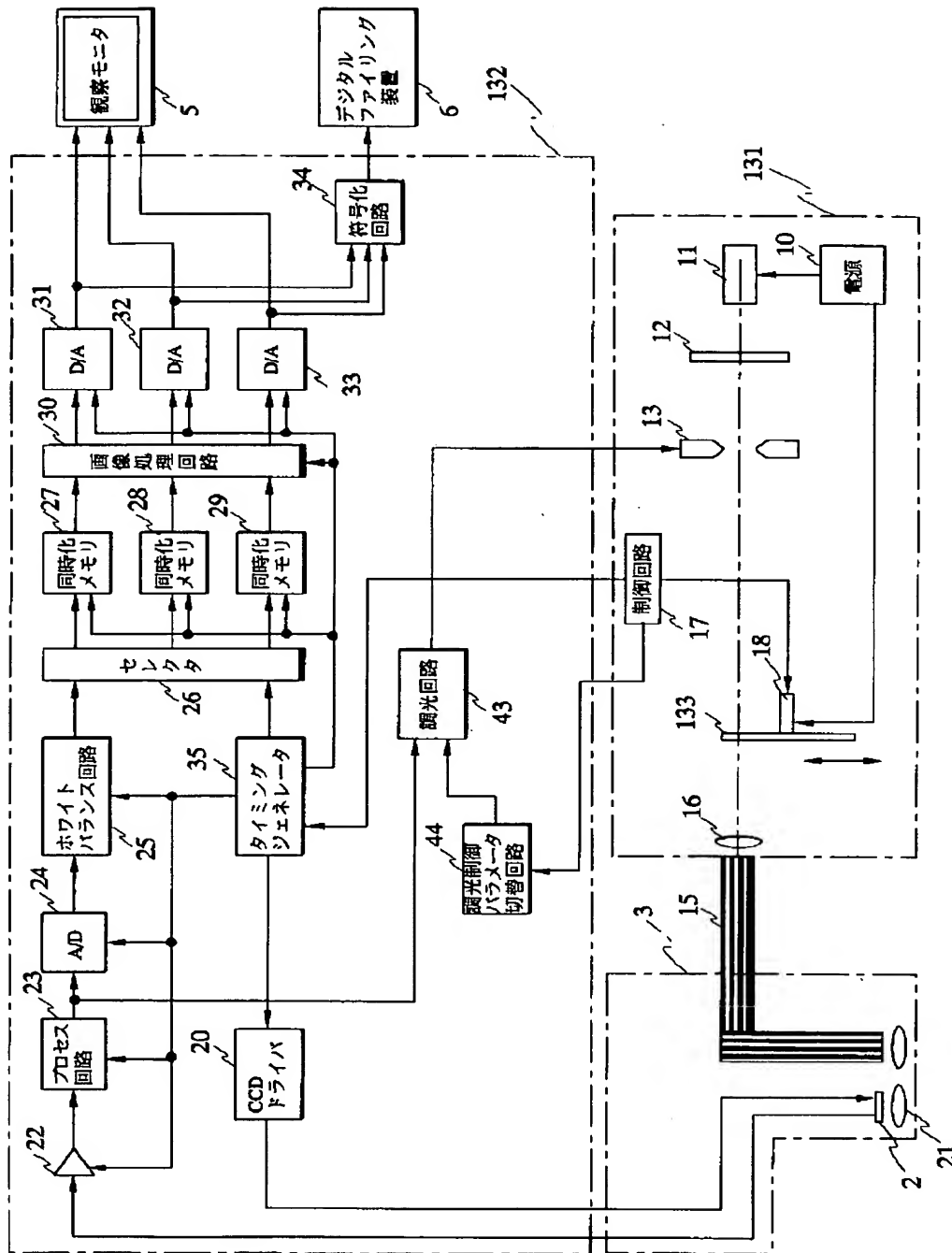


【図60】





【図58】





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**